



Docket No.: 58647-164

PATENT

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re Application of	:	Customer Number: 20277
	:	
Masato NAKADA	:	Confirmation Number: 9313
	:	
Serial No.: 10/620,705	:	Group Art Unit: 3736
	:	
Filed: July 17, 2003	:	Examiner: To be Assigned
	:	
For: MUSCLE FATIGUE MEASURING EQUIPMENT	:	

TRANSMITTAL OF CERTIFIED PRIORITY DOCUMENT

Mail Stop CPD
Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

Sir:

At the time the above application was filed, priority was claimed based on the following application:

Japanese Patent Application No. 2002-214861, filed July 24, 2002

A copy of the priority application listed above is enclosed.

Respectfully submitted,

MCDERMOTT, WILL & EMERY


Kenneth L. Cage
Registration No. 26,151

600 13th Street, N.W.
Washington, DC 20005-3096
(202) 756-8000 KLC:mcw
Facsimile: (202) 756-8087
Date: September 30, 2003



10/620,705
OP 03053-1

58647-164
M. NAKADA

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

July 17, 2003
March 25, 2003
~~Zeng et al.~~

McDermott, Will & Emery

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されて
いる事項と同一であることを証明する。

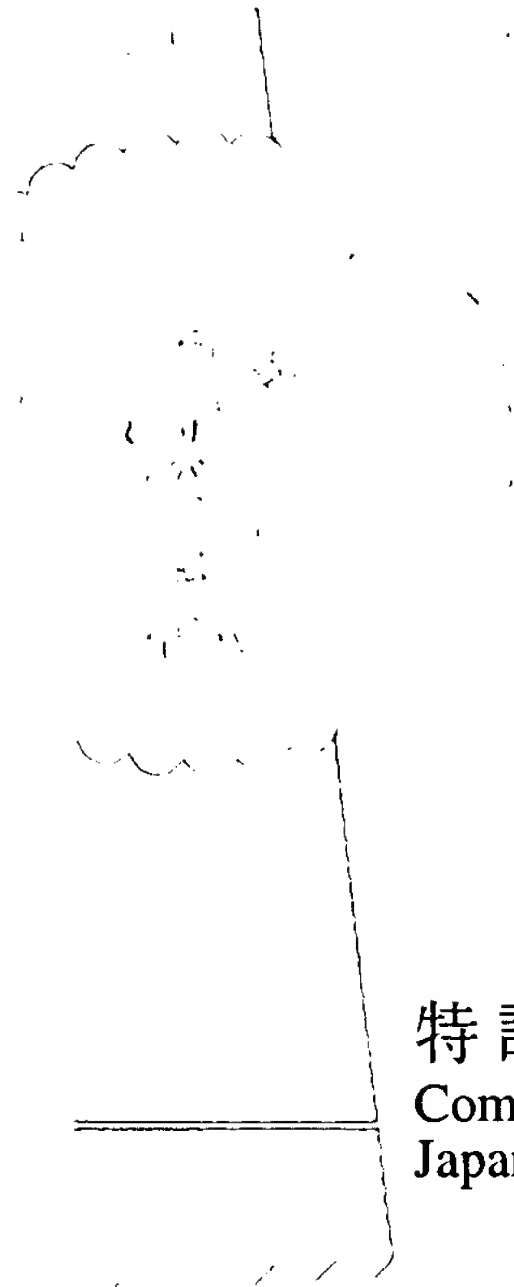
This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed
with this Office.

出願年月日
Date of Application: 2002年 7月24日

出願番号
Application Number: 特願2002-214861

[ST. 10/C]: [JP 2002-214861]

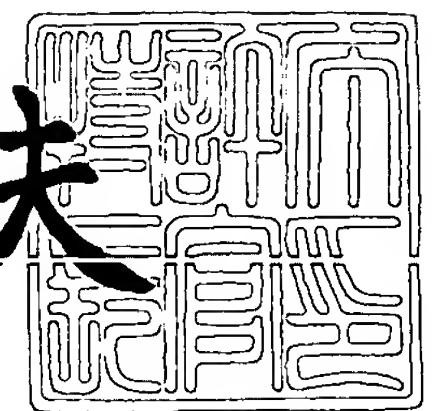
出願人
Applicant(s): 株式会社タニタ



2003年 7月25日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康夫





【書類名】 特許願

【整理番号】 P0347

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/22

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都板橋区前野町 1 丁目 1 4 番 2 号
 株式会社タニタ内

 【氏名】 中田 雅人

【特許出願人】

 【識別番号】 000133179

 【氏名又は名称】 株式会社タニタ

 【代表者】 谷田 大輔

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 057369

 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

 【物件名】 明細書 1

 【物件名】 図面 1

 【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要



【書類名】 明細書

【発明の名称】 筋疲労測定装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体の筋電変化を取得する筋電変化取得手段と、生体の細胞外液変化を取得する細胞外液変化取得手段と、筋電変化と細胞外液変化との双方に基づいて筋疲労状態を判定するための基準に従い、前記筋電変化取得手段で取得される筋電変化と前記細胞外液変化取得手段で取得される細胞外液変化とから筋疲労状態を判定する筋疲労状態判定手段とを備えることを特徴とする筋疲労測定装置。

【請求項 2】 前記筋電変化取得手段は、生体の筋肉の活動に伴って発生する筋電位を測定して筋電を求める筋電位測定手段と、筋電変化を求めるための演算式及び基準時の筋電を記憶する第 1 記憶手段と、前記筋電位測定手段で求められる筋電と前記第 1 記憶手段に記憶される基準時の筋電とを前記第 1 記憶手段に記憶される筋電変化を求めるための演算式に代入して筋電変化を演算する筋電変化演算手段とから成り、前記細胞外液変化取得手段は、交流電流を生体に供給し生体インピーダンスに基因して生ずる電圧を測定して細胞外液を求める生体インピーダンス測定手段と、細胞外液変化を求めるための演算式及び基準時の細胞外液を記憶する第 2 記憶手段と、前記生体インピーダンス測定手段で求められる細胞外液と前記第 2 記憶手段に記憶される基準時の細胞外液とを前記第 2 記憶手段に記憶される細胞外液変化を求めるための演算式に代入して細胞外液変化を演算する細胞外液変化演算手段とから成ることを特徴とする請求項 1 記載の筋疲労測定装置。

【請求項 3】 前記筋電位測定手段における筋電位を検出する連絡口と、前記生体インピーダンス測定手段における生体インピーダンスに基因して生ずる電圧を検出する連絡口とに共用の測定用電極を有し、前記測定用電極からの前記筋電位の信号と前記生体インピーダンスに基因して生ずる電圧の信号とを切替える切替器を有することを特徴とする請求項 2 記載の筋疲労測定装置。

【請求項 4】 前記筋疲労状態判定手段は、前記筋電変化取得手段で取得される筋電変化を平常時又は非平常時による筋電変化であるかを区別する基準との



比較により筋疲労状態として筋疲労の有無状態を判定し、引き続き、前記細胞外液変化取得手段で取得される細胞外液変化を平常時又は非平常時による細胞外液変化であるかを区別する基準との比較により筋疲労状態として筋疲労の平衡状態を判定し、引き続き、前記細胞外液変化取得手段で取得される細胞外液変化を前回取得した細胞外液変化との大小を区別する基準との比較により筋疲労状態として筋疲労の進行状態を判定するといった一連の処理によって筋疲労状態を判定することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の筋疲労測定装置。

【請求項 5】 前記細胞外液は、細胞内外液に対する細胞外液の割合であることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の筋疲労測定装置。

【請求項 6】 前記前記細胞外液は、間質液であることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の筋疲労測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、筋肉の疲労状態を推定する筋疲労測定装置に関する。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

スポーツ選手、リハビリ者等の筋力の増進のために、筋肉の疲労状態を知ることとは重要である。ちなみに、筋疲労と時間経過との関係は、図 8 に示すグラフのように表される。運動（トレーニング）中においては、蓄積期間に見られるように、時間経過と共に筋疲労が蓄積されながら高まる（筋力が低下する）。これは、筋肉の使用により筋肉が破損されることによって起こる。次いで、運動（トレーニング）後においては、原回復期間に見られるように、時間経過と共に筋疲労が低下する（筋力が回復する）。これは、筋肉の生理的な修復が行われることによって起こる。次いで、超回復期間に見られるように、時間経過と共に筋疲労が低下し続け、運動（トレーニング）前の筋疲労よりも更に少し低下した（筋力が向上する）後、運動（トレーニング）前の筋疲労に戻る。これは、運動（トレーニング）により受けた負荷に対応するための防衛機能により一端筋力は向上するが、やがて生活強度に対応するための元の筋力に戻るによって起こる。

【0003】

運動者（スポーツ選手、リハビリ者等）は、この図8のような筋疲労と時間経過との関係があることに基づいて、現在の自分が、蓄積中、回復中その他どのような筋疲労状態にあるのかを知るにあたって、主観的な推測にて行っていた。

【0004】**【発明が解決しようとする課題】**

そして、運動者（スポーツ選手、リハビリ者等）は、現在の自分がどのような筋疲労状態にあるのかを知るにあたって、客観的に手軽に知ることが出来なかった。

【0005】

そこで、本発明は、上記のような従来の問題点を解決することを目的とするもので、筋疲労状態を客観的に手軽に知ることができる筋疲労測定装置を提供することを課題とする。

【0006】**【課題を解決するための手段】**

上記課題を達成するために、本発明の筋疲労測定装置は、生体の筋電変化を取得する筋電変化取得手段と、生体の細胞外液変化を取得する細胞外液変化取得手段と、筋電変化と細胞外液変化との双方に基づいて筋疲労状態を判定するための基準に従い、前記筋電変化取得手段で取得される筋電変化と前記細胞外液変化取得手段で取得される細胞外液変化とから筋疲労状態を判定する筋疲労状態判定手段とを備えることを特徴とする。

【0007】

また、前記筋電変化取得手段は、生体の筋肉の活動に伴って発生する筋電位を測定して筋電を求める筋電位測定手段と、筋電変化を求めるための演算式及び基準時の筋電を記憶する第1記憶手段と、前記筋電位測定手段で求められる筋電と前記第1記憶手段に記憶される基準時の筋電とを前記第1記憶手段に記憶される筋電変化を求めるための演算式に代入して筋電変化を演算する筋電変化演算手段とから成り、前記細胞外液変化取得手段は、交流電流を生体に供給し生体インピーダンスに基因して生ずる電圧を測定して細胞外液を求める生体インピーダンス

測定手段と、細胞外液変化を求めるための演算式及び基準時の細胞外液を記憶する第 2 記憶手段と、前記生体インピーダンス測定手段で求められる細胞外液と前記第 2 記憶手段に記憶される基準時の細胞外液とを前記第 2 記憶手段に記憶される細胞外液変化を求めるための演算式に代入して細胞外液変化を演算する細胞外液変化演算手段とから成ることを特徴とする。

【0 0 0 8】

また、前記筋電位測定手段における筋電位を検出する連絡口と、前記生体インピーダンス測定手段における生体インピーダンスに基因して生ずる電圧を検出する連絡口とに共用の測定用電極を有し、前記測定用電極からの前記筋電位の信号と前記生体インピーダンスに基因して生ずる電圧の信号とを切替える切替器を有することを特徴とする。

【0 0 0 9】

また、前記筋疲労状態判定手段は、前記筋電変化取得手段で取得される筋電変化を平常時又は非平常時による筋電変化であるかを区別する基準との比較により筋疲労状態として筋疲労の有無状態を判定し、引き続き、前記細胞外液変化取得手段で取得される細胞外液変化を平常時又は非平常時による細胞外液変化であるかを区別する基準との比較により筋疲労状態として筋疲労の平衡状態を判定し、引き続き、前記細胞外液変化取得手段で取得される細胞外液変化を前回取得した細胞外液変化との大小を区別する基準との比較により筋疲労状態として筋疲労の進行状態を判定するといった一連の処理によって筋疲労状態を判定することを特徴とする。

【0 0 1 0】

また、前記細胞外液は、細胞内外液に対する細胞外液の割合であることを特徴とする。

【0 0 1 1】

また、前記細胞外液は、間質液であることを特徴とする。

【0 0 1 2】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態について図面を用いて説明する。

【0 0 1 3】

まず、本発明に係わる筋疲労測定装置の構成について、図 1 の機能的構成を表すブロック図、図 2 の外観を表す斜視図、図 3 の具体的構成を表すブロック図を参照して説明する。

【0 0 1 4】

本発明の筋疲労測定装置は、図 1 に示すように、細胞外液変化取得手段 1 と筋電変化取得手段 2 と筋疲労状態判定手段 3 とを備えることにより構成するものである。そして、これら各手段を備えた筋疲労測定装置は、図 2 及び図 3 に示すように、具体的な各部によって構成する。

【0 0 1 5】

図 3 に示す各種スイッチ 4 は、図 2 に示す設定スイッチ 4 a、個人別スタートスイッチ 4 b、体重測定専用スタートスイッチ 4 c から成る。温度計 5 は、足の裏に接触するように載せ台 6 に配置され、生体の体温を検出し、後述する体脂肪率演算手段 2 2 及び細胞外液演算手段 2 3 に出力する。マイコン 2 7 は、公知の如き CPU、ROM 3 3 及び制御部から成り、後述する各種の演算、記憶及び制御を行う。表示器 2 8 は、後述する各種の結果や各種スイッチ 4 による入力状況等を表示する。

【0 0 1 6】

体重測定手段 1 1 は、載せ台 6、重量センサー 7、増幅器 8、A/D 変換器 9、体重演算手段 1 0 その他公知の体重計の各部と同様に構成し体重を測定する。体脂肪率演算手段 2 2 は、後述する生体インピーダンス測定手段 2 9 において複数の周波数のうちの特定の周波数（例えば、5 0 kHz）を測定した際の生体インピーダンスに基因して生じる電圧から体脂肪率の演算を公知の体脂肪計の如き行う。なお、この際には、上述した温度計 5 から出力される生体の体温に基づいて、生体の体温変化により変動する生体インピーダンスに基因して生じる電圧分の補正演算も行う。

【0 0 1 7】

筋電変化取得手段 2 は、生体の筋電変化を取得する。そして、この筋電変化取得手段 2 は、生体の筋肉の活動に伴って発生する筋電位を測定して筋電を求める

筋電位測定手段 30 と、筋電変化を求めるための演算式及び平常時（基準時）における筋電を記憶する第 1 記憶手段 31 と、この筋電位測定手段 30 で求められる筋電とこの第 1 記憶手段 31 に記憶される平常時（基準時）の筋電とをこの第 1 記憶手段 31 に記憶される筋電変化を求めるための演算式に代入して筋電変化を演算する筋電変化演算手段 25 とを備える。

【0018】

筋電位測定手段 30 は、測定用電極 16、増幅器 17、LPF（Low Pass Filter：ローパスフィルタ）19、切替器 20、A/D変換器 21 及び筋電演算手段 24 から成る。そして、測定用電極 16 は、筋肉の伸縮に基因して生じる電圧を検出する連絡口となる。増幅器 17 は、この測定用電極 16 から検出された電圧を増幅する。LPF 19 は、増幅器 17 で増幅された電圧の低周波成分だけを通過させる。A/D変換器 21 は、LPF 19 を通過した低周波成分だけの電圧をアナログからデジタルに変換し筋電演算手段 24 へと出力する。筋電演算手段 24 は、A/D変換器 21 から受けたデジタル化された電圧を筋電 v として公知の如き演算をする。切替器 20 は、LPF 19 と後述する BPF 18 との切替えを行う。

【0019】

第 1 記憶手段 31 は、マイコン 27 内部に有する ROM 33 とマイコン 27 外部に有する EEPROM 34 とから成る。ROM 33 は、筋電変化 Δv を求めるための演算式（ $\Delta v = v - v_{avg}$ ）を予め記憶する。EEPROM 34 は、平常時（基準時）における筋電 v_{avg} を記憶する。

【0020】

筋電変化演算手段 25 は、筋電演算手段 24 で演算された筋電 v と EEPROM 34 に記憶する平常時（基準時）における筋電 v_{avg} とを、ROM 33 に予め記憶する筋電変化 Δv を求めるための演算式（ $\Delta v = v - v_{avg}$ ）に代入し、筋電変化 Δv を演算する。

【0021】

細胞外液変化取得手段 1 は、生体の細胞外液変化を取得する。ここで、細胞外液とは、細胞外液そのもの、細胞内外液に対する細胞外液の割合その他細胞外液

が係わるもののうちのいずれかを示す（以下、断書がない場合には同様とする）。そして、この細胞外液変化取得手段 1 は、複数の異なる周波数の交流電流を生体に供給し各々の周波数の際における生体インピーダンスに基因して生ずる電圧を測定して細胞外液を求める生体インピーダンス測定手段 29 と、細胞外液変化を求めるための演算式及び平常時（基準時）の細胞外液を記憶する第 2 記憶手段 32 と、この生体インピーダンス測定手段 29 で求められる細胞外液とこの第 2 記憶手段 32 に記憶される平常時（基準時）の細胞外液とをこの第 2 記憶手段 32 に記憶される細胞外液変化を求めるための演算式に代入して細胞外液変化を演算する細胞外液変化演算手段 26 とを備える。

【0022】

生体インピーダンス測定手段 29 は、定電圧（正弦波交流）発生器 12、BPF（Band Pass Filter：バンドパスフィルタ）13、V/I 変換器 14、通電用電極 15、測定用電極 16、増幅器 17、BPF（Band Pass Filter：バンドパスフィルタ）18、切替器 20、A/D 変換器 21 及び細胞外液演算手段 23 から成る。そして、定電圧（正弦波交流）発生器 12 は、複数の異なる周波数（例えば、5 kHz、50 kHz、500 kHz）の定電圧を発生する。BPF 13 は、定電圧（正弦波交流）発生器 12 から発生される定電圧の周波数成分だけを通過させる。V/I 変換器 14 は、BPF 13 から受けた定電圧を定電流に変換し、通電用電極 15 に出力する。通電用電極 15 は、V/I 変換器 14 からの定電流を生体に通電する連絡口となる。測定用電極 16 は、生体インピーダンスに基因して生じる電圧を検出する連絡口となる。増幅器 17 は、この測定用電極 16 から検出された生体インピーダンスに基因して生じる電圧を増幅する。BPF 18 は、増幅器 17 で増幅された生体インピーダンスに基因して生じる電圧の特定域の周波成分（5 kHz、50 kHz、500 kHz）だけを通過させる。A/D 変換器 21 は、BPF 18 を通過した生体インピーダンスに基因して生じる電圧をアナログからデジタルに変換し細胞外液演算手段 23 へと出力する。細胞外液演算手段 23 は、A/D 変換器 21 から受けたデジタル化された電圧（複数の異なる周波数における電圧）から細胞内液 R_i 及び細胞外液（細胞外液そのもの） R_e を公知の如きコールコールの円弧則に基づいて演算し、更に、細胞内外液に対する細胞

外液（細胞外液そのもの）の割合 e を演算式（ $e = R_e / (R_i + R_e)$ ）に基づいて演算する。また、この際、細胞外液演算手段 23 は、温度計 5 から出力される生体の体温に基づいて、生体の体温変化により変動する生体インピーダンスに基因して生じる電圧分の補正演算を行う。切替器 20 は、LPF 19 と BPF 18 との切替えを行う。なお、測定用電極 16、増幅器 17、切替器 20 及び A/D 変換器 21 は、筋電位測定手段 30 のこれらと共用する。

【0023】

第 2 記憶手段 32 は、マイコン 27 内部に有する ROM 33 とマイコン 27 外部に有する EEPROM 34 とから成り、筋電変化取得手段 2 のこれらと共用する。ROM 33 は、細胞外液変化 Δe を求めるための演算式（ $\Delta e = e - e_{Avg}$ ）を予め記憶する。EEPROM 34 は、平常時（基準時）における細胞外液 e_{Avg} を記憶する。

【0024】

細胞外液変化演算手段 26 は、細胞外液演算手段 23 で演算された細胞外液 e と EEPROM 34 に記憶する平常時（基準時）における細胞外液 e_{Avg} とを、ROM 33 に予め記憶する細胞外液変化 Δe を求めるための演算式（ $\Delta e = e - e_{Avg}$ ）に代入し、細胞外液変化 Δe を演算する。

【0025】

筋疲労状態判定手段 3 は、筋電変化と細胞外液変化との双方に基づいて筋疲労状態を判定するための基準に従い、筋電変化取得手段 3 で取得される筋電変化と細胞外液変化取得手段 2 で取得される細胞外液変化とから筋疲労状態を判定する。

【0026】

より具体的に詳述すると、筋疲労状態判定手段 3 は、図 7 の筋疲労状態判定のサブルーチンフローチャートのステップ D1 からステップ D7 までに示されるような一連の流れに基づいた処理によって筋疲労状態を判定する。すなわち、筋電変化取得手段 3 で取得される筋電変化 Δv を平常時又は非平常時による筋電変化であるかの区別する基準との比較により筋疲労状態として筋疲労の有無状態を判定し、引き続き、細胞外液変化取得手段 2 で取得される細胞外液変化 Δe を平常

時又は非平常時による細胞外液変化であるかの区別する基準との比較により筋疲労状態として筋疲労の平衡状態を判定し、引き続き、細胞外液変化取得手段 2 で取得される細胞外液変化 Δe を前回取得した細胞外液変化 Δe との大小を区別する基準との比較により筋疲労状態として筋疲労の進行状態を判定するといった一連の処理によって筋疲労状態を判定する。

【0027】

次に、本発明に係わる筋疲労測定装置の使用手順及び動作について、図 4 の使用手順及び動作の流れを表すフローチャートを参照して説明する。

【0028】

まず初めに、設定スイッチ 4 a から被測定者（生体）の身体的特徴その他の個人情報を知（例えば、体重計付き体脂肪計）の如き操作により入力すると、個人別スタートスイッチ 4 b に個人情報が公知の如き割り付けられる（ステップ S 1）。

【0029】

続いて、該当する個人別スタートスイッチ 4 b を押して被測定者が載せ台 6 に乗る（この時、通電用電極 1 5、測定用電極 1 6 及び温度計 5 に足の裏が接触するように乗る）と、体重測定手段 1 1 により体重が公知の如き測定される（ステップ S 2）。

【0030】

続いて、生体インピーダンス測定手段 2 9 により複数の周波数時における被測定者の生体インピーダンスに基因して生ずる電圧が測定されて細胞外液が求められる（ステップ S 3）。

【0031】

より具体的に詳述すると、個人別スタートスイッチ 4 b が押された後の切替器 2 0 の状態が B P F 1 8 側に切替えられる。そして、まず、マイコン 2 7 からの制御により定電圧（正弦波交流）発生器 1 2 から 5 kHz の定電圧が発生される。次いで、B P F 1 3 により 5 kHz の定電圧だけが通過される。次いで、V / I 変換器 1 4 でこの定電圧が定電流に変換され、通電用電極 1 5 に出力される。次いで、通電用電極 1 5 から被測定者に定電流が流れ、その際の被測定者の生体イン

ピーダンスに基因して生じる電圧が測定用電極 1 6 により検出される。次いで、増幅器 1 7 でこの検出された電圧が増幅される。次いで、B P F 1 8 ではこの電圧における 5 kHz 成分だけが通過される。次いで、A / D 変換器 2 1 によりこの電圧がデジタル変換され、マイコン 2 7 内に取り込まれる。次いで、これまでと同様に、マイコン 2 7 からの制御により定電圧（正弦波交流）発生器 1 2 から 5 0 kHz 及び 5 0 0 kHz の定電圧が発生され、その際の生体インピーダンスに基因して生じる電圧がマイコン 2 7 内に取り込まれる。次いで、温度計 5 から生体の体温により生じた出力がマイコン 2 7 内に取り込まれる。次いで、細胞外液演算手段 2 3 において、上述においてマイコン 2 7 内に取り込まれた 5 kHz、5 0 kHz 及び 5 0 0 kHz の電圧から細胞外液（細胞外液そのもの） R_e 及び細胞内液 R_i が公知の如きコールコールの円弧則に基づいて演算される。そして、生体の体温により生じた出力に応じて、細胞外液（細胞外液そのもの） R_e 及び細胞内液 R_i の補正が行われる。更に、細胞内外液に対する細胞外液（細胞外液そのもの）の割合 e が演算式（ $e = R_e / (R_i + R_e)$ ）に基づいて演算される。

【 0 0 3 2 】

続いて、体脂肪率演算手段 2 2 において、マイコン 2 7 内に取り込まれた 5 0 kHz の電圧から体脂肪率が公知の体脂肪計の如き演算される（ステップ S 4）。

【 0 0 3 3 】

続いて、細胞外液変化演算手段 2 6 において演算された細胞内外液に対する細胞外液（細胞外液そのもの）の割合 e を用いて細胞外液変化 Δe が演算される（ステップ S 5）。

【 0 0 3 4 】

より具体的に詳述すると、図 5 の細胞外液変化演算のサブルーチンフローチャートに示すような処理が行われる。まず、E E P R O M 3 4 に記憶される平常時（基準時）における細胞外液 $e_{A v g}$ と、これまでの本件測定と同じ個人別スタートスイッチ 4 b によりカウントされた測定回数 n とが取り込まれる（ステップ T 1）。次いで、平常時（基準時）における細胞外液 $e_{A v g}$ と細胞内外液に対する細胞外液（細胞外液そのもの）の割合 e とが演算式 $\Delta e = e - e_{A v g}$ に代入され、細胞外液変化 Δe が算出され、E E P R O M 3 4 に記憶される（ステッ

プT2)。次いで、平常時（基準時）における細胞外液 $eAvg$ と細胞内外液に対する細胞外液（細胞外液そのもの）の割合 e と測定回数 n とが演算式 $eAvg = (eAvg \times n + e) / (n + 1)$ の式にて演算され、EEPROM34に記憶される。この記憶の際、元の $eAvg$ は更新される（ステップT3）。以上のステップT1からステップT3までを経てサブルーチンを抜ける。

【0035】

続いて、筋電位測定手段30により筋電位が測定され筋電 v が求められる（ステップS6）。

【0036】

より具体的に詳述すると、切替器の状態がLPF19側に切替えられる。そして、まず、生体の筋肉の活動に伴い発生する電圧（筋電位）が測定用電極16により検出される。次いで、増幅器17でこの検出された電圧が増幅される。次いで、LPF19によりこの電圧の低周波成分だけが通過される。次いで、A/D変換器21によりこの電圧がデジタル変換され、マイコン27内に取り込まれる。次いで、筋電演算手段24において、このマイコン27内に取り込まれた低周波の電圧を二乗する。次いで、測定用電極16による電圧の検出から筋電演算手段24による電圧を二乗するまでの処理が一定の間繰り返された後、筋電演算手段24において、筋電位の二乗を平均化した筋電 v が演算される。

【0037】

続いて、筋電変化演算手段25において、筋電演算手段24で演算された筋電 v を用いて筋電変化 Δv が演算される（ステップS7）。

【0038】

より具体的に詳述すると、図6の筋電変化演算のサブルーチンフローチャートに示すような処理が行われる。まず、EEPROM34に記憶される平常時（基準時）における筋電 $vAvg$ が取り込まれる（ステップU1）。次いで、この平常時（基準時）における筋電 $vAvg$ と筋電演算手段24で演算された筋電 v とに基づいて、筋電変化 Δv が、 $\Delta v = v - vAvg$ の式にて算出され、EEPROM34に記憶される（ステップU2）。次いで、筋電演算手段24で演算された筋電 v と、ステップU1において取り込まれた筋電の平均値 $vAvg$ 及びステ

ップT1において取り込まれた測定回数 n とに基づいて、新たな筋電の平均値 v_{Avg} が、 $v_{Avg} = (v_{Avg} \times n + v) / (n + 1)$ の式にて演算され、EEPROM34に記憶される。この記憶の際、元の v_{Avg} は更新される（ステップU3）。次いで、ステップT1において取り込まれた個人別スタートスイッチ4bによる測定回数 n が、 $n = n + 1$ の式にて演算され、EEPROMに新たな測定回数 n として記憶される。この記憶の際、元の n は更新される（ステップU4）。以上のステップU1からステップU4までを経てサブルーチンを抜ける。

【0039】

続いて、筋疲労状態判定手段3において、ステップT3での細胞外液変化 Δe とステップU2での筋電変化 Δv とに基づいて、筋疲労状態が判定される（ステップS8）。

【0040】

より具体的に詳述すると、図7の筋疲労状態判定のサブルーチンフローチャートに示すような処理が行われる。まず、EEPROM34に記憶される筋電変化 Δv とROM33にプログラム化された筋電変化の基準とが、「筋電変化 $\Delta v <$ 筋電変化の基準」の関係であるか否かの比較がされる（ステップD1）。そして、「筋電変化 $\Delta v <$ 筋電変化の基準」でない場合（ステップD1でNO）には、「疲労なし」と判定され（ステップD4）、このサブルーチンから抜ける。

【0041】

「筋電変化 $\Delta v <$ 筋電変化の基準」である場合（ステップD1でYES）には、「細胞外液変化 $\Delta e >$ 細胞外液変化の基準」の関係であるか否かの比較がされる（ステップD2）。そして、「細胞外液変化 $\Delta e >$ 細胞外液変化の基準」でない場合（ステップD2でNO）には、「疲労平衡中」と判定され（ステップD5）、このサブルーチンから抜ける。

【0042】

「細胞外液変化 $\Delta e >$ 細胞外液変化の基準」である場合（ステップD2でYES）には、「今回の細胞外液変化 $\Delta e <$ 前回の細胞外液変化 Δe 」の関係であるか否かの比較がされる（ステップD3）。そして、「今回の細胞外液変化 $\Delta e <$

前回の細胞外液変化 Δe 」でない場合（ステップD3でNO）には、「疲労蓄積中」と判定され（ステップD6）、このサブルーチンから抜ける。

【0043】

「今回の細胞外液変化 $\Delta e <$ 前回の細胞外液変化 Δe 」である場合（ステップD3でYES）には、「疲労回復中」と判定され（ステップD7）、このサブルーチンから抜ける。

【0044】

続いて、ステップD4で判定された「疲労なし」、ステップD5で判定された「疲労平衡中」、ステップD6で判定された「疲労蓄積中」又はステップD7で判定された「疲労回復中」が表示器28に表示される（ステップS9）ことにより、一連の処理手順が終了する。

【0045】

上述したように、本発明の筋疲労測定装置は、筋電変化取得手段2において、筋電位測定手段30で生体の筋肉の活動に伴って発生する筋電位を測定して筋電を求め、第1記憶手段31で筋電変化を求めるための演算式及び平常時（基準時）の筋電を記憶し、筋電変化演算手段25で筋電位測定手段30により測定される筋電と第1記憶手段31に記憶される平常時（基準時）の筋電とを第1記憶手段31に記憶される筋電変化を求めるための演算式に代入して筋電変化を演算することによって、生体の筋電変化を取得する。

【0046】

一方、細胞外液変化取得手段1において、生体インピーダンス測定手段29で複数の異なる周波数の交流電流を生体に供給し各々の周波数の際における生体インピーダンスに基因して生ずる電圧を測定して細胞外液を求め、第2記憶手段32で細胞外液変化を求めるための演算式及び基準時の細胞外液を記憶し、細胞外液変化演算手段26で生体インピーダンス測定手段29により測定される細胞外液と第2記憶手段32に記憶される平常時（基準時）の細胞外液とを第2記憶手段32に記憶される細胞外液変化を求めるための演算式に代入して細胞外液変化を演算することによって、生体の細胞外液変化を取得する。

【0047】

そして、筋疲労状態判定手段 3 において、筋電変化取得手段 2 で取得される筋電変化を平常時又は非平常時による筋電変化であるかを区別する基準との比較により筋疲労状態として筋疲労の有無状態を判定し、引き続き、細胞外液変化取得手段 1 で取得される細胞外液変化を平常時又は非平常時による細胞外液変化であるかを区別する基準との比較により筋疲労状態として筋疲労の平衡状態を判定し、引き続き、細胞外液変化取得手段 1 で取得される細胞外液変化を前回取得した細胞外液変化との大小を区別する基準との比較により筋疲労状態として筋疲労の進行状態を判定するといった一連の処理によって筋疲労状態を判定する。

【0048】

これにより、被測定者（生体）は、現在の自分が、筋疲労状態に有り、しかも筋疲労が平衡中、蓄積中、回復中といったどのような状態にあるのかを知ることができる。

【0049】

また、測定用電極 16 は筋電位測定手段 30 における筋電位を検出する連絡口と生体インピーダンス測定手段 29 における生体インピーダンスに基因して生ずる電圧を検出する連絡口として共用され、この測定用電極 16 からの筋電位の信号と生体インピーダンスに基因して生ずる電圧の信号とが切替器により切替えられる。これにより、廉価な構造で測定が容易にできる。

【0050】

なお、上述した実施の形態においては、筋電変化取得手段 2 と細胞外液変化取得手段 1 とは、測定により筋電変化や細胞外液変化を取得するものであったが、スイッチからの入力により筋電変化や細胞外液変化を取得するものであっても実施可能である。

【0051】

また、生体インピーダンス測定手段 29 では、複数の周波数時における被測定者の生体インピーダンスに基因して生ずる電圧を測定して細胞外液を求めるものであったが、被測定者の生体インピーダンスに基因して生ずる電圧を抵抗成分に基因する電圧とリアクタンス成分に基因する電圧とに分離して、これら抵抗成分に基因する電圧とリアクタンス成分に基因する電圧との関係から細胞外液を求め

るような他の方法であっても実施可能である。

【0052】

更に、細胞外液変化取得手段1では、生体インピーダンス測定手段29において細胞外液を求め、細胞外液変化演算手段23において細胞外液変化を求め、筋疲労状態判定手段3では、この細胞外液変化に基づいて筋疲労状態を判定するものであったが、細胞外液変化取得手段1では、生体インピーダンス測定手段29において細胞外液の一部を成す間質液を求め、細胞外液変化演算手段26において間質液変化を求め、筋疲労状態判定手段3では、この間質液変化に基づいて筋疲労状態を判定しても実施可能である。細胞外液変化の内の筋疲労と関連性の強い間質液変化に基づいて筋疲労状態を判定することで、判定の信頼の度合いが高くなる。

【0053】

更に、筋電位測定手段では、筋電位の二乗を筋電 v として求めたが、ARV (Average Rectified Value: 整流化平均値) / MPF (Mean Power Frequency: 平均周波数) その他筋電位に基づいて筋肉の活動を定量的に表す値を求めても実施可能である。なお、ARVは筋電の振幅情報を表す値であり、MPFは筋電の周波数情報を表す値である。

【0054】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明の筋疲労測定装置は、筋電変化取得手段と細胞外液変化取得手段とにより取得された筋電変化と細胞外液変化とに基づいて、筋疲労状態判定手段により筋疲労状態を判定することから、被測定者は、自己の筋疲労状態を客観的に手軽に知ることが出来る。

【0055】

また、筋電変化取得手段は、筋電位測定手段、第1記憶手段及び筋電変化演算手段、並びに細胞外液変化取得手段は、生体インピーダンス測定手段、第2記憶手段及び細胞外液変化演算手段といった測定により筋電変化や細胞外液変化を取得する構成にあることから、被測定者は、自己の筋疲労状態を容易に知ることが出来る。

【 0 0 5 6 】

また、筋電位を検出する連絡口と生体インピーダンスに基因して生ずる電圧を検出する連絡口とを共用の測定用電極とし、この測定用電極からの筋電位の信号と生体インピーダンスに基因して生ずる電圧の信号とを切替器により切替えることから、廉価な構造で測定が容易にできる。

【 0 0 5 7 】

また、筋疲労状態判定手段では、筋疲労の有無状態、筋疲労の平衡状態及び筋疲労の進行状態を判定するといった一連の処理によって筋疲労状態を判定することから、被測定者は、自己の筋疲労状態を客観的に明確に手軽に知ることが出来る。

【図面の簡単な説明】**【図 1】**

筋疲労測定装置の機能的構成を表すブロック図である。

【図 2】

筋疲労測定装置の外観を表す斜視図である。

【図 3】

筋疲労測定装置の具体的構成を表すブロック図である。

【図 4】

筋疲労測定装置の使用手順及び動作の流れを表すフローチャートである。

【図 5】

細胞外液変化演算における処理を表すサブルーチンフローチャートである。

【図 6】

筋電変化演算における処理を表すサブルーチンフローチャートである。

【図 7】

筋疲労状態判定における処理を表すサブルーチンフローチャートである。

【図 8】

筋疲労と時間経過との関係を表すグラフである。

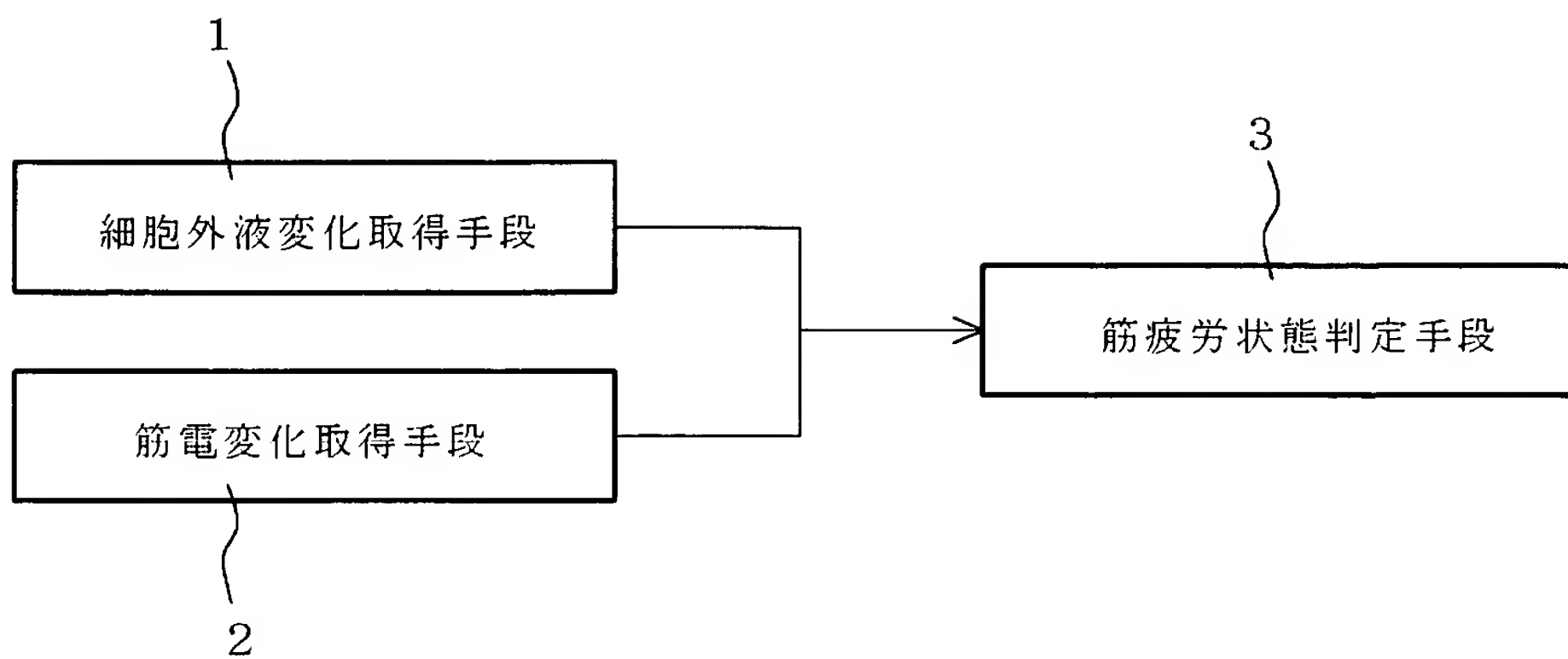
【符号の説明】**1 細胞外液変化取得手段**

- 2 筋電変化取得手段
- 3 筋疲労状態判定手段
- 4 各種スイッチ
 - 4 a 設定スイッチ
 - 4 b 個人別スタートスイッチ
 - 4 c 体重測定専用スタートスイッチ
- 5 温度計
- 6 載せ台
- 7 重量センサー
- 8、1 7 増幅器
- 9、2 1 A / D 変換器
- 1 0 体重演算手段
- 1 1 体重測定手段
- 1 2 定電圧（正弦波交流）発生器
- 1 3、1 8 B P F（Band Pass Filter：バンドパスフィルタ）
- 1 4 V / I 変換器
- 1 5 通電用電極
- 1 6 測定用電極
- 1 9 L P F（Low Pass Filter：ローパスフィルタ）
- 2 0 切替器
- 2 2 体脂肪率演算手段
- 2 3 細胞外液演算手段
- 2 4 筋電演算手段
- 2 5 筋電変化演算手段
- 2 6 細胞外液変化演算手段
- 2 7 マイコン
- 2 8 表示器
- 2 9 生体インピーダンス測定手段
- 3 0 筋電位測定手段

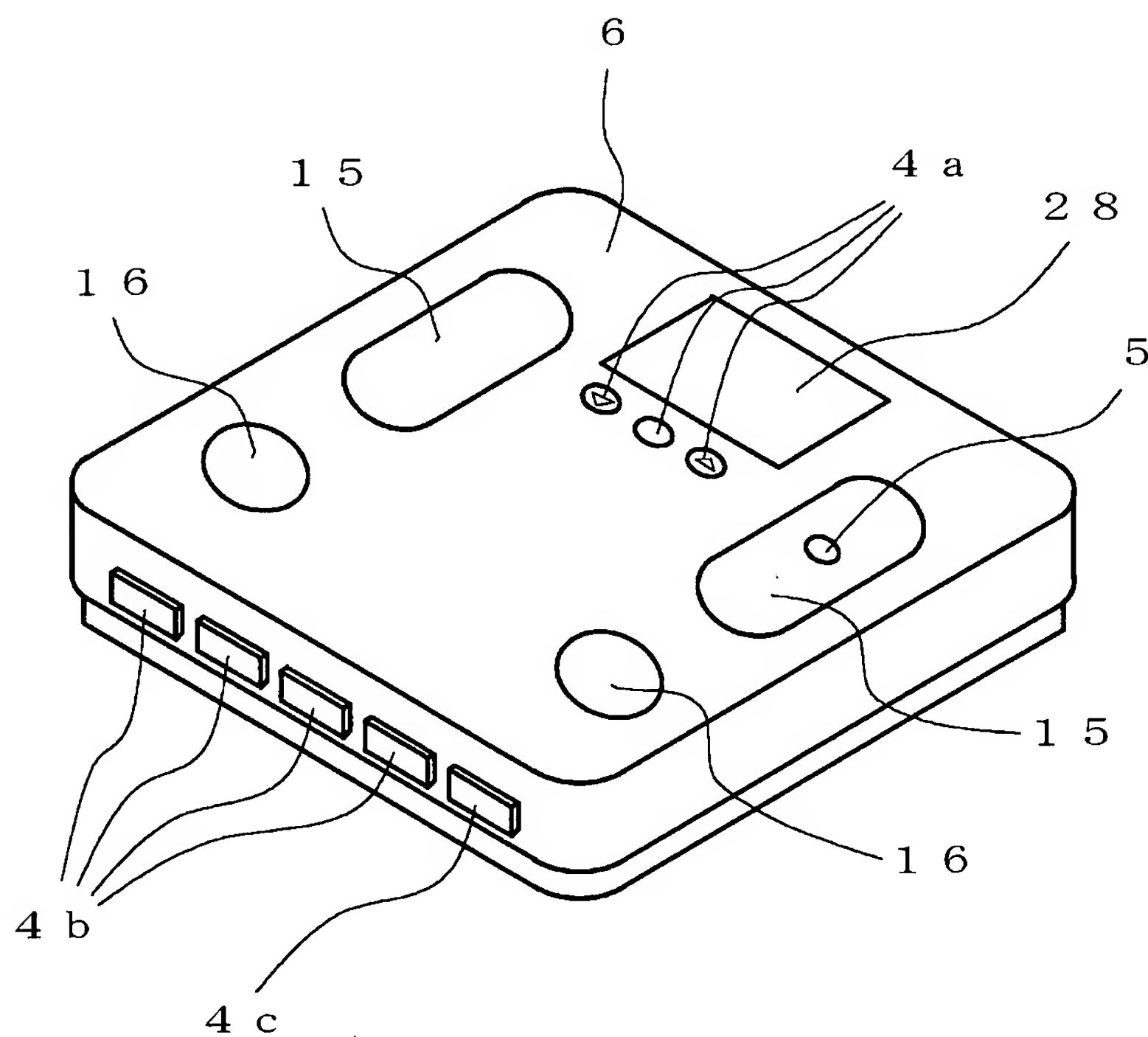
- 3 1 第 1 記憶手段
- 3 2 第 2 記憶手段
- 3 3 ROM (ロム)
- 3 4 EEPROM (イーイーピーロム)

【書類名】 図面

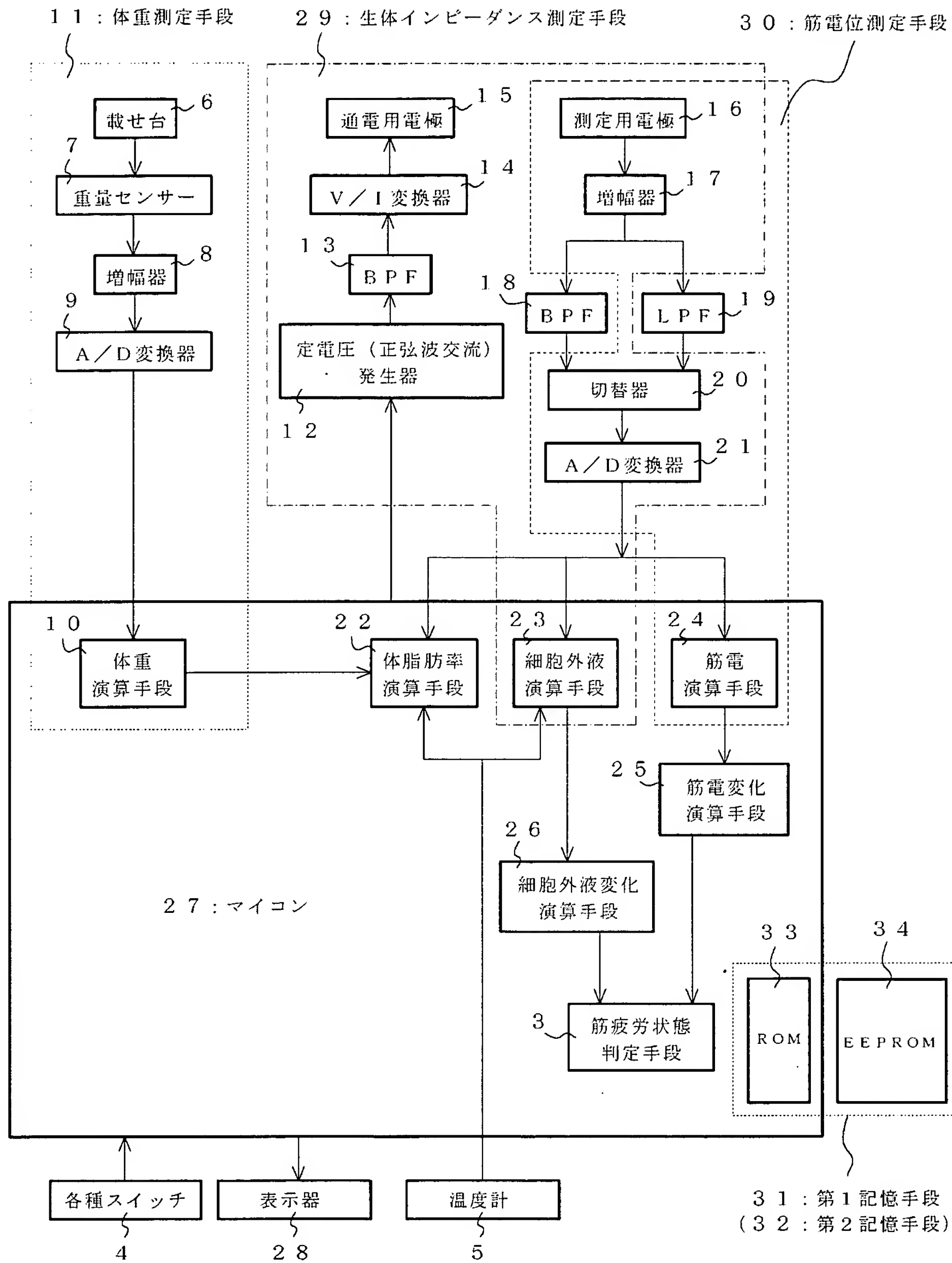
【図 1】



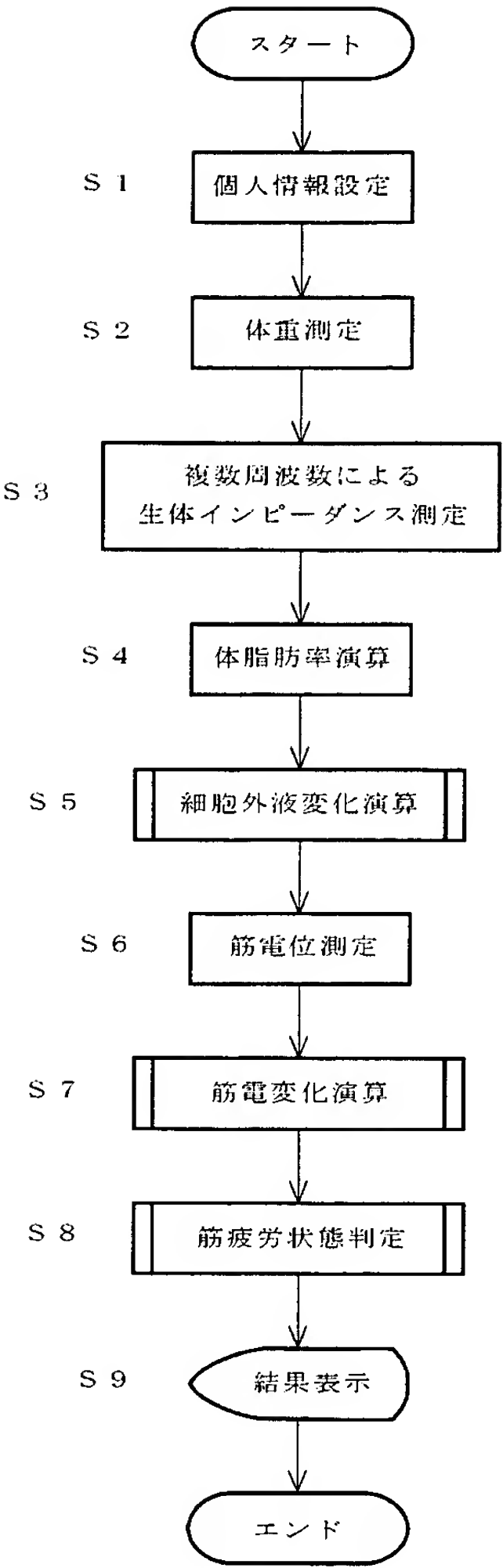
【図 2】



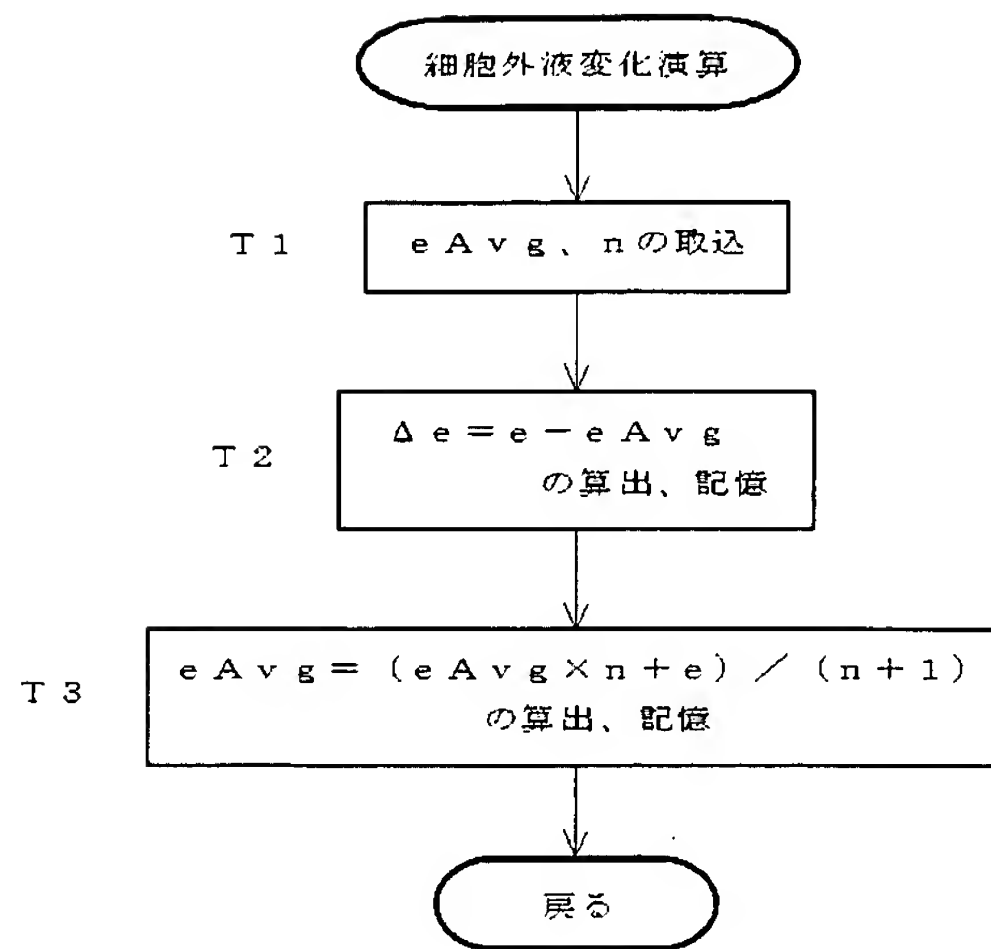
【図3】



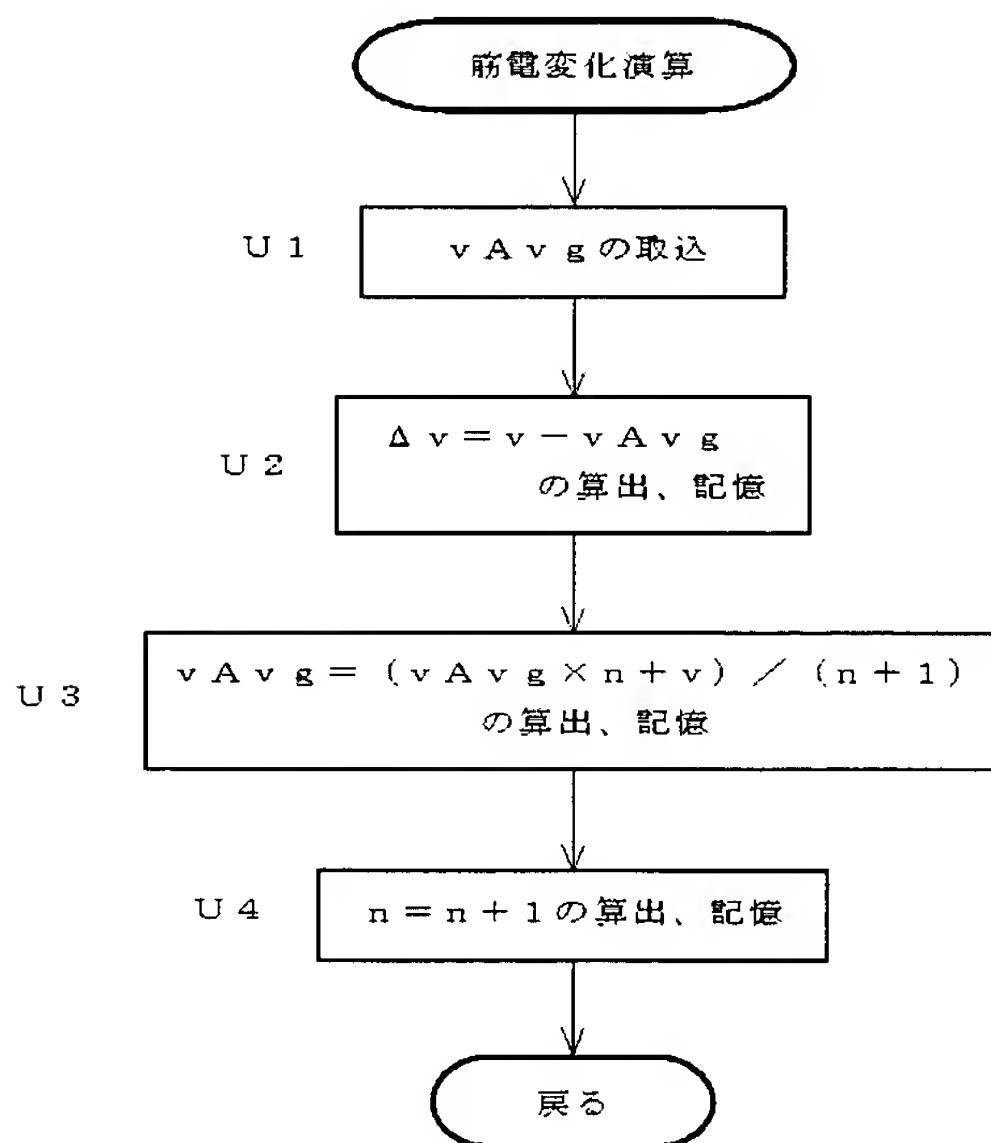
【図 4】



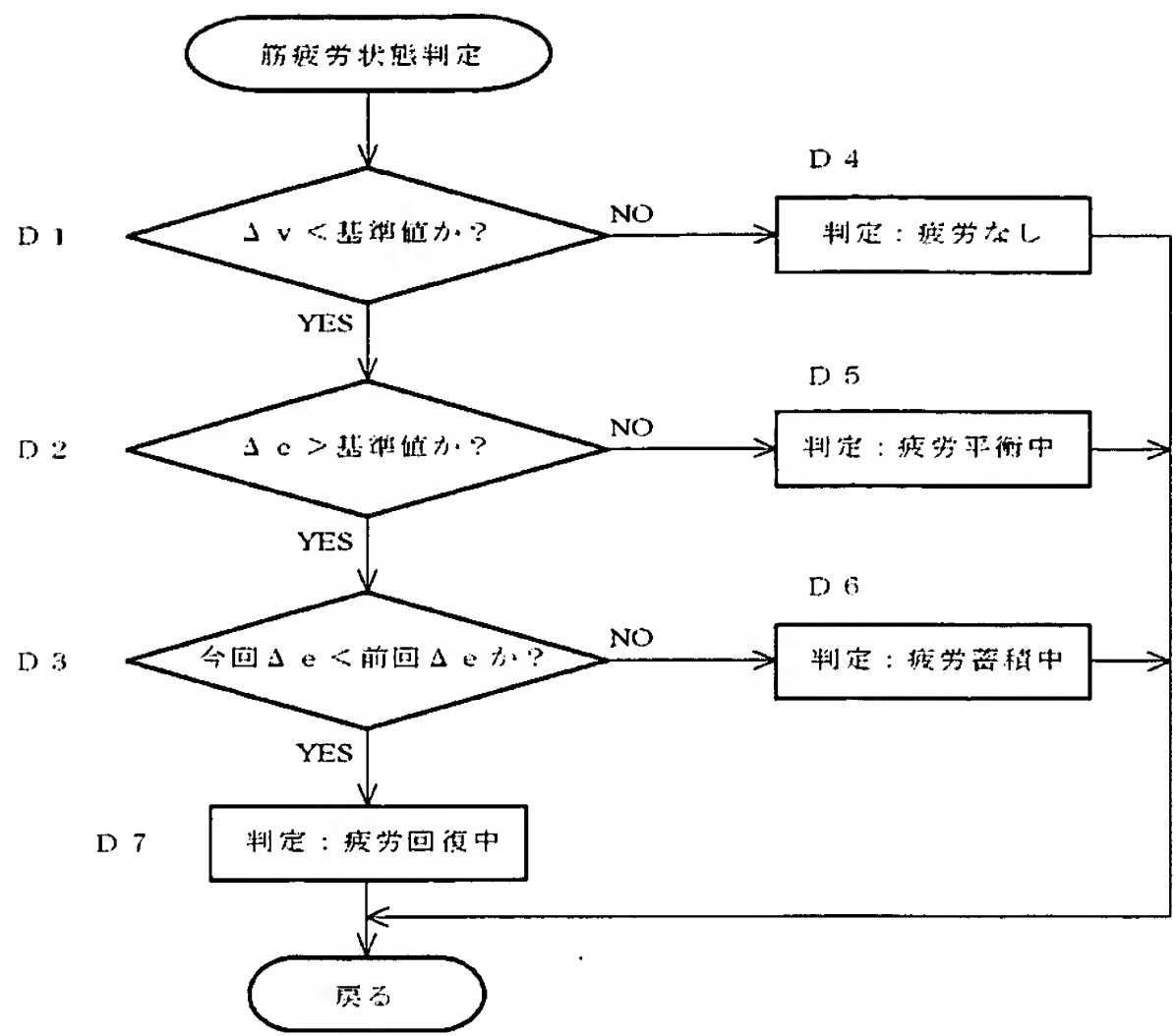
【図 5】



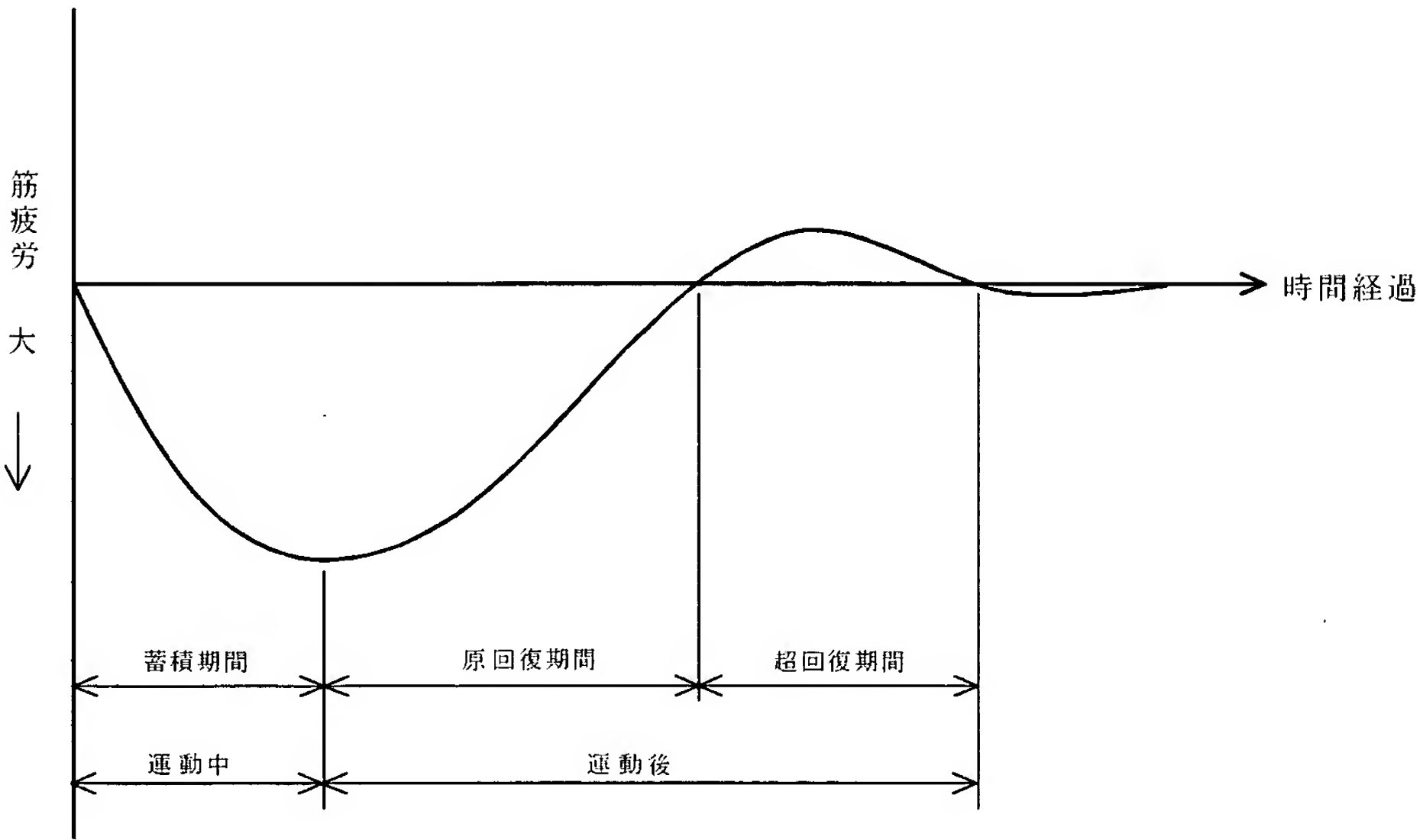
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】筋疲労状態を客観的に手軽に知ることができる筋疲労測定装置を提供する。

【解決手段】筋電変化演算手段 2 5 により、筋電位測定手段 3 0 で測定される筋電位に基づいて求められる筋電と第 1 記憶手段 3 1 に記憶される平常時（基準時）の筋電とを第 1 記憶手段 3 1 に記憶される筋電変化を求めるための演算式に代入して筋電変化を演算し、細胞外液変化演算手段 2 6 により、生体インピーダンス測定手段 2 9 で測定される細胞外液と第 2 記憶手段に記憶される平常時（基準時）の細胞外液とを第 2 記憶手段 3 2 に記憶される細胞外液変化を求めるための演算式に代入して細胞外液変化を演算し、筋疲労状態判定手段 3 により、筋疲労の有無状態、筋疲労の平衡状態及び筋疲労の進行状態を判定するといった一連の処理によって筋疲労状態を判定する。

【選択図】 図 3

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2 0 0 2 - 2 1 4 8 6 1
受付番号	5 0 2 0 1 0 8 6 5 7 2
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0 0 9 0
作成日	平成 1 4 年 7 月 2 5 日

< 認定情報・付加情報 >

【提出日】	平成14年 7月24日
-------	-------------

次頁無



特願 2 0 0 2 - 2 1 4 8 6 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 1 3 3 1 7 9]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 7 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都板橋区前野町 1 丁目 1 4 番 2 号

氏 名

株式会社タニタ